

REF AN



19 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

12 Offenlegungsschrift
10 DE 199 03 627 A 1

51 Int. Cl.⁷:
G 01 R 33/28
G 01 R 33/385

21 Aktenzeichen: 199 03 627.6
22 Anmeldetag: 29. 1. 1999
43 Offenlegungstag: 3. 8. 2000

DE 199 03 627 A 1

71 Anmelder:
Siemens AG, 80333 München, DE

72 Erfinder:
Dietz, Peter, 90449 Nürnberg, DE

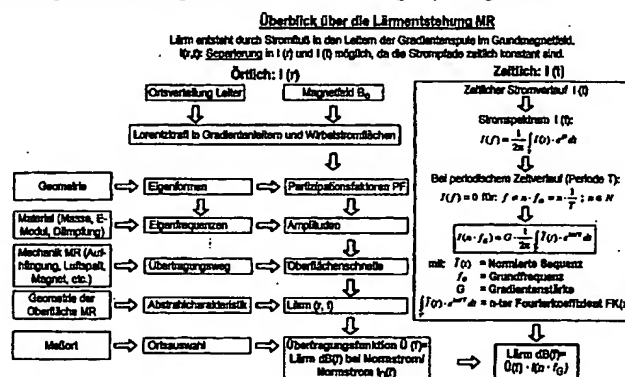
56 Entgegenhaltungen:
R.A. Hedeon, W.A. Edelstein: "Characterization and Prediction of Gradient Acoustic Noise in MR Imagers", In: Magnetic Resonance in Medicine, 37, 1997 S. 7-10;

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

54 Verfahren zum Betrieb eines Magnetresonanztomographiegeräts, Magnetresonanztomographiegerät zur Durchführung des Verfahrens und Verfahren zur Auslegung eines Magnetresonanztomographiegeräts

57 Verfahren zum Betrieb eines Magnetresonanztomographiegeräts, Magnetresonanztomographiegerät zur Durchführung des Verfahrens und Verfahren zur Auslegung eines Magnetresonanztomographiegeräts womit der von Pulssequenzen verursachte Lärm vor dem Start der Pulssequenzen berechnet und angezeigt wird und bei zu hohen Lärmwerten die Pulssequenz zu niedrigeren Werten hin, am einfachsten durch eine Änderung der Repetitionszeit, verändert wird und der Lärm in Abhängigkeit von der Geometrie, den Materialparametern und der mechanischen Ausführung des Geräts berechnet wird.



DE 199 03 627 A 1

Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum Betrieb eines Magnetresonanztomographiegeräts, das einen Grundfeldmagneten, ein Gradientensystem mit mehreren Gradientenspulen und ein Steuersystem, das aufgrund von Pulssequenzen unter anderem die Ströme in den Gradientenspulen steuert, beinhaltet.

Die Magnetresonanztomographie ist eine bekannte Technik zur Gewinnung von Bildern des Körperinneren des lebenden Patienten. Wesentliche Bestandteile eines Magnetresonanztomographiegeräts sind ein Grundfeldmagnet, ein Gradientensystem und ein Steuersystem, das aufgrund von Pulssequenzen unter anderem die Ströme in den Gradientenspulen steuert. Die zeitlich variablen Spulenströme erreichen Amplitudenwerte von bis zu mehreren 100 A und unterliegen häufigen und raschen Wechseln der Stromrichtung mit Anstiegs- und Abfallraten von mehreren 100 kA/s. Diese Ströme in den Gradientenspulen verursachen bei vorhandenem Grundmagnetfeld aufgrund von Lorentzkraft-Schwingungen, die zu dem bekannten Lärm führen.

Der Schwerpunkt der bisherigen Untersuchungen zur Reduzierung von Lärm führte zu einer Veränderung des Übertragungsweges, das heißt zu einer Veränderung des mechanischen Aufbaus des Magnetresonanztomographiegeräts. Dabei wurden diese Veränderungen grob aufgrund von Erfahrungswerten durchgeführt. Ferner ist einem Bediener, wie auch einem Patienten, der bei verschiedenen Pulssequenzen in seiner Stärke unterschiedliche Lärm erst nach Ausführung der Pulssequenzen als subjektiver Eindruck zugänglich. Die Weiterentwicklung auf dem Gebiet der Magnetresonanztomographie zur Verkürzung der Meßzeit und Verbesserung der Bildqualität ist mit einer Vergrößerung der Ströme in den Gradientenspulen verbunden. Damit nimmt auch der Lärm zu.

Der Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren beziehungsweise eine Vorrichtung zur Durchführung des Verfahrens zur Bereitstellung von Informationen über die Lärmbelastung eines Patienten zu schaffen sowie ein Verfahren für die Auslegung eines Gradientensystems zu entwickeln, welches eine Optimierung des gesamten Lärmübertragungsweges ermöglicht.

Die Aufgabe wird erfindungsgemäß dadurch gelöst, daß der Lärm, den eine Pulssequenz bei ihrer Ausführung verursacht, vor dem Start der Pulssequenz ermittelt wird, beziehungsweise, daß das Magnetresonanztomographiegerät eine Vorrichtung besitzt, welche den Lärm, den eine Pulssequenz bei ihrer Ausführung verursacht, vor dem Start der Pulssequenz ermittelt und eine Vorrichtung, welche den ermittelten Lärm anzeigt. Letztgenannter Aspekt der Aufgabe wird erfindungsgemäß dadurch gelöst, daß eine Übertragungsfunktion, die sich aus einem Gradientenspulenstrom als Eingangsgröße und dem Lärm als Ausgangsgröße ergibt, in Abhängigkeit von der Geometrie, den Materialparametern und der mechanischen Ausführung des Geräts berechnet wird.

Der besondere Vorteil liegt darin, daß der Lärm für unterschiedliche Pulssequenzen nicht erst nach der Ausführung einer Pulssequenz als ein subjektiver Eindruck oder als Ergebnis einer Messung vorliegt, sondern vor der Ausführung einer Pulssequenz berechnet wird und sich hieraus erweiterte Steuerungsmöglichkeiten für den Betrieb eines Magnetresonanztomographiegeräts ergeben.

In einer vorteilhaften Ausgestaltung wird die Ermittlung des Lärms im Frequenzbereich durchgeführt, indem für jede Gradientenspule eine systeminhärente Übertragungsfunktion, die sich aus einem Gradientenspulenstrom als Eingangsgröße und dem Lärm als Ausgangsgröße ergibt, mit der Fouriertransformierten des entsprechenden Gradienten-

spulenstroms multipliziert wird, die Multiplikationsergebnisse über der Frequenz integriert werden und die Integrationsergebnisse der einzelnen Gradientenachsen aufsummiert werden. Erst die Transformation in den Frequenzbereich ermöglicht eine Separierung der Parameter und eine exakte Berechnung der teilweise großen Auswirkungen auf den Lärm, welche von kleinsten Veränderungen der Parameter verursacht werden.

In einer weiteren vorteilhaften Ausgestaltung wird der A-Schalldruckpegel einer Pulssequenz durch eine A-bewertete Integration der Multiplikationsergebnisse ermittelt. Damit steht eine Bewertungsgröße für den Lärm einer Pulssequenz zur Verfügung, welche den Eigenschaften des menschlichen Hörens Rechnung trägt.

In einer weiteren vorteilhaften Ausgestaltung wird ein ermittelter Lärm angezeigt. Damit kann ein Bediener beispielsweise die Zumutbarkeit einer Lärmbelastung in Abhängigkeit vom Zustand und Alter des Patienten bewerten und in seine übrigen Bedienhandlungen mit einbeziehen.

In einer weiteren vorteilhaften Ausgestaltung wird im Falle eines ermittelten Lärms oberhalb eines bestimmten vorwählbaren Werts, die Pulssequenz geändert, so daß die geänderte Pulssequenz den bestimmten vorwählbaren Wert bei ihrer Ausführung nicht überschreitet. Dadurch wird der Bediener dahingehend entlastet, daß eine von Fall zu Fall notwendige Entscheidung über die Zumutbarkeit des Lärms durch einen vorwählbaren Wert ersetzt wird und bei Überschreiten dieses Wertes automatisch eine Änderung der Pulssequenz zu niedrigeren Lärmwerten hin ausgeführt wird.

In einer weiteren vorteilhaften Ausgestaltung wird die Repetitionszeit der Pulssequenz geändert. Eine Änderung der Repetitionszeit stellt eine einfache Änderung einer Pulssequenz dar. Die zur Lärmreduzierung notwendige Änderung bei gleichbleibenden Anforderungen an die Bildqualität ist einfach zu berechnen.

In einer vorteilhaften Ausgestaltung wird eine Übertragungsfunktion durch Anregung einer Gradientenspule mit einem Strom, dessen Spektrum alle lärmrelevanten Frequenzen enthält, ermittelt. Damit werden mit einer einzigen Anregung alle relevanten Frequenzanteile der Übertragungsfunktion gleichzeitig gemessen. Bei der experimentellen Ermittlung von Übertragungsfunktionen bedeutet dies kürzeste Meßzeiten.

In einer anderen vorteilhaften Ausgestaltung wird eine Übertragungsfunktion durch Anregung einer Gradientenspule mit einem Frequenzdurchlauf von sinusförmigen Strömen ermittelt. Dadurch wird mit jeder Sinusschwingung ein diskreter Frequenzpunkt der Übertragungsfunktion mit definierter Amplitude bestimmt.

In einer vorteilhaften Ausgestaltung wird die Fourieranalyse der Gradientenspulenströme mit dem Kehrwert der Repetitionszeit der Pulssequenz als Grundfrequenz der Fourieranalyse durchgeführt. Damit ergibt die Fourieranalyse ausschließlich Fourierkoeffizienten bei ganzzahligen Vielfachen des Kehrwerts der Repetitionszeit.

Weitere Vorteile, Merkmale und Einzelheiten der Erfindung ergeben sich aus dem im folgenden beschriebenen Ausführungsbeispiel für ein Verfahren und eine Vorrichtung anhand der Zeichnungen. Dabei zeigen:

Fig. 1 ein Flußdiagramm des Verfahrens zur Lärmermittlung für ein Magnetresonanztomographiegerät,

Fig. 2 eine Übersichtsbild eines Magnetresonanztomographiegeräts, Fig. 3 eine beispielhafte Anzeige auf einer Anzeigevorrichtung.

Fig. 1 zeigt in Form eines Flußdiagramms beispielhaft das der Erfindung zugrundeliegende Verfahren der Lärmermittlung für Magnetresonanztomographiegeräte. Die Gra-

dienspulenströme $I(r, t)$ weisen eine Ortsabhängigkeit aufgrund der für die verschiedenen Gradientenspulen unterschiedlichen Leiteranordnung sowie eine Zeitabhängigkeit je nach steuernder Pulssequenz auf. Da die Leiteranordnung der Spulen zeitlich konstant ist, ist eine Separierung von $I(r, t)$ in eine ortsabhängige Komponente $I(r)$ und eine zeitabhängige Komponente $I(t)$ möglich.

Die ortsabhängige Komponente $I(r)$ bestimmt zusammen mit einer Reihe von Parametern eine Übertragungsfunktion $\hat{U}(f)$. Die Ströme in den Gradientenspulen erfahren im Grundmagnetfeld Lorentzkkräfte, welche die Leiter der Gradientenspulen in Schwingungen versetzen. Weitere Lorentzkkräfte wirken aufgrund von Wirbelstrominduktion auf leitende Schichten, die fest mit dem Gradientensystem verbunden sind, z. B. metallische Vorrichtungen zur Kühlung der Gradientenspulen oder Kupferplatinen eines Hochfrequenzantennensystems. Die Lorentzkkräfte werden auf das gesamte Gradientensystem übertragen und versetzen dieses in Schwingungen.

Eine Analyse dieser Schwingungen erfolgt über die Eigenschwingungen des Gradientensystems. Das Eigenschwingungsverhalten ist durch die Eigenfrequenzen und die Eigenschwingungsformen bestimmt. Die Wirkung der Lorentzkkräfte auf die Eigenschwingungsformen wird in Form der Partizipationsfaktoren beschrieben. Diese geben an, wie stark die Lorentzkkräfte eine bestimmte Eigenschwingungsform anregen. Mathematisch wird dazu das Skalarprodukt zwischen der Lorentzkraft an einem Punkt und dem Vektor, der die Eigenschwingungsbewegung an diesem Ort beschreibt, gebildet. Diese Skalarprodukte werden für jeden Punkt des Gradientensystems ermittelt und aufsummiert. Daraus resultiert ein Partizipationsfaktor PF einer Eigenschwingungsform. Die Eigenfrequenzen werden mit Hilfe der Materialparameter berechnet. Mit Kenntnis der Partizipationsfaktoren PF und der Eigenfrequenzen wird die Schwingung des Gradientensystems für jeden Ort und für jede Frequenz durch Überlagerung der Schwingungen der einzelnen Eigenschwingungsformen bestimmt.

Die Schwingungen werden über verschiedene Ausbreitungswege an die Oberflächen des Geräts weitergegeben. Diese werden in ihrer Bedeutung frequenz aufgelöst erfaßt. Die Oberflächenschnelle bestimmt die Übertragung der Mechanischschwingung in die Schallschwingung und wird aus der Überlagerung der Schwingungen der einzelnen Übertragungswege berechnet. Zusammen mit der Geometrie der Oberfläche bestimmt diese Oberflächenschnelle den Lärm(r, f) des Geräts.

Die Übertragungsfunktion $\hat{U}(f)$ ergibt sich aus einer definierten Anregung einer Gradientenspule mit einem Normstrom I_0 als Eingangsgröße und dem dadurch hervorgerufenen Lärm dB an einem bestimmten Ort als Ausgangsgröße. Zur Bildung der Übertragungsfunktion wählt man einen Ort aus. Da der vom Patienten wahrgenommene Lärm im Vordergrund steht, wählt man vorteilhaft einen Ort, an dem sich normalerweise der Kopf des Patienten während der Untersuchung befindet. Durch die NEMA-Vorschrift ist beispielsweise das Isozentrum des Grundfeldmagneten vorgeschrieben. Dabei ist das vorausgehend erläuterte Verfahren für jeden beliebigen Ort anwendbar.

Ein Magnetresonanztomographiegerät besitzt mehrere Gradientenspulen, die mit unterschiedlichen Strömen betrieben werden. Zur Ermittlung der Übertragungsfunktionen wird eine Gradientenspule nach der anderen unabhängig voneinander betrachtet. Jeder Gradientenspule wird eine Übertragungsfunktion zugeordnet.

Die rechnerische Bestimmung der Übertragungsfunktionen erfolgt nach vorausgehend beschriebenem Verfahren unter Zuhilfenahme einer Finite-Elemente-Methode-Rech-

nung.

Die experimentelle Ermittlung der Übertragungsfunktionen erfolgt durch eine Anregung einer Gradientenspule mit einem Normstrom I_0 und einer frequenz aufgelösten Schallmessung des Lärms dB an einem ausgewählten Meßort. Vorteilhaft sind ein Frequenzdurchlauf von Sinusschwingungen und tieffpaßgefiltertes weißes Rauschen. Beim Frequenzdurchlauf wird für jede Frequenz, bei der die Übertragungsfunktion gemessen werden soll, die Gradientenspule mit einem sinusförmigen Strom dieser Frequenz angeregt. Dabei ist die Skalierung der Übertragungsfunktion einfach, weil die Amplitude der Sinusschwingung in Ampere, beziehungsweise die daraus resultierende Gradientenstärke in Millitesla pro Meter, direkt abgelesen wird. Vorteilhaft bleibt die Amplitude für alle Frequenzen des Durchlaufs gleich. Die zweite Anregung zur experimentellen Ermittlung der Übertragungsfunktion geht von tieffpaßgefiltertem weißen Rauschen aus. Dabei ist die Übertragungsfunktion des Tiefpasses im Bereich von ca. 0 Hz bis ca. 20000 Hz, der an den für einen Menschen hörbaren Frequenzbereich angelehnt ist, gleich Eins und für größere Frequenzen gleich Null. Dieses tieffpaßgefilterte weiße Rauschen wird als Größe im Frequenzbereich in den Zeitbereich transformiert und als Normstrom einer Gradientenspule zugeführt. Dabei ist bei der frequenz aufgelösten Lärmmessung zu beachten, daß sich die Gradientenstärke des tieffpaßgefilterten weißen Rauschens auf alle Frequenzanteile aufteilt. Die Übertragungsfunktion ist einfach zu skalieren, indem man für eine bestimmte Frequenz mit einer entsprechenden Sinus-Messung vergleicht. Die gemessenen Übertragungsfunktionen sind sehr stabil und schwanken nicht mehr als 1 dB zwischen verschiedenen Messungen.

Die Übertragungsfunktion typischer Magnetresonanztomographiegeräte steigt mit der Frequenz an, bis bei wenigen kHz ein Maximum erreicht ist. Bei höheren Frequenzen ist ein leichtes, aber kontinuierliches Absinken des Lärms festzustellen. Allerdings ist das Spektrum der Übertragungsfunktion bis zum Maximum hin von deutlichen scharfen Resonanzen geprägt.

Die zeitabhängige Komponente $I(t)$ wird durch die Pulssequenz bestimmt. Der zeitliche Verlauf $I(t)$ eines Spulenstroms wird durch die Fouriertransformation in eine frequenzabhängige Größe $I(f)$ überführt. Bei einem mit der Periode T periodischen Zeitverlauf von $I(t)$ vereinfacht sich $I(f)$ dahingehend, daß $I(f)$ von Null verschiedene Werte ausschließlich bei ganzzahligen Vielfachen einer Grundfrequenz f_0 , welche der Kehrwert der Periode T ist, annimmt. Vorgenannte von Null verschiedene Werte werden durch die Gradientenstärke G dividiert und als n -ter Fourierkoeffizient $FK(n)$ bezeichnet. Die Laufvariable n nimmt dabei nur von Null verschiedene ganzzahlige positive Werte an. Die Funktion $I(f)$ wird dadurch in eine Funktion $I(n \cdot f_0)$ überführt. Aus dem Stromverlauf $I(t)$ entsteht ein normierter Stromverlauf $I(t)$, indem man mit der Gradientenstärke G dividiert. Für eine Pulssequenz ist die Periode T gleich der Repetitionszeit.

Kenngrößen für Pulssequenzen, welche die Gradientenspulenströme steuern, sind die Gradientenstärke, die Repetitionszeit, die Anstiegs- und Abfallraten, die Form sowie das zugehörige Stromintegral der Pulssequenz, wobei vorgenannte Größen teilweise miteinander verknüpft sind. Eine von der Übertragungsfunktion $\hat{U}(f)$ unabhängige Vergrößerung des Lärms findet bei einer Erhöhung der Gradientenstärke, bei der Vergrößerung des Stromintegrals und bei einer Vergrößerung von Fourierkoeffizienten statt. Dabei ist die Größe der Fourierkoeffizienten durch die Form der Pulssequenz bestimmt. Der Lärm in Pascal ist der Gradientenstärke direkt proportional. Für Pulssequenzen mit vielen für

den Lärm maßgeblichen Fourierkoeffizienten – also für Pulssequenzen mit langen Repetitionszeiten – wird eine grobe Abschätzung des Lärms mit einer Durchschnittsbildung der Beträge der Fourierkoeffizienten erreicht. Messungen haben gezeigt, daß vorgenannter Durchschnittswert dem Integral des Betrags des Gradientenspulenstroms, der während einer Periode fließt, direkt proportional ist. Die anderen Kenngrößen einer Pulssequenz – Repetitionszeit sowie Anstiegs- und Abfallraten – wirken sich in Abhängigkeit von der Übertragungsfunktion $\dot{U}(f)$ auf den Lärm aus.

Bei der Fouriertransformation der Gradientenspulenströme ist zu beachten, daß das verwendete Zeitsignal der Pulssequenz ausreichend lang ist. Dies kann durch periodisches Hintereinanderhängen der Pulssequenz erreicht werden. Eine Wiederholrate von 300 führt auch bei sehr schnellen Pulssequenzen zu einer ausreichenden Signallänge. Bei langen Pulssequenzen sollte man zur Beschleunigung der Berechnung eine reduzierte Wiederholrate wählen.

Die Multiplikation der Übertragungsfunktion $\dot{U}(f)$ mit der Fouriertransformierten $I(n \cdot f_G)$ des Stromverlaufs in der Gradientenspule ergibt ein frequenz aufgelöstes Lärmspektrum $dB(f)$, das für die jeweilige Pulssequenz charakteristisch ist. Durch eine einfache Integralbildung wird der Schalldruckpegel ermittelt. Mit einer A-gewichteten Integralbildung ergibt sich der A-Schalldruckpegel, der den Eigenschaften des menschlichen Hörens Rechnung trägt.

Magnetresonanztomographiegeräte besitzen mehrere Gradientenspulen, die mit unterschiedlichen Strömen betrieben werden. Für das vorausgehend beschriebene Verfahren bedeutet dies, daß für alle Gradientenspulen die zugehörigen Übertragungsfunktion ermittelt werden, diese mit den Fouriertransformierten der zugehörigen Spulenströme multipliziert werden und nach der Integralbildung aufsummiert werden.

Unter Umständen können Veränderungen des Frequenzgangs von Spulen und Verstärkern des Gradientensystems auftreten. Weil eine Übertragungsfunktion $\dot{U}(f)$ vorgenannte Veränderungen nicht beschreibt, ist dann die Einführung eines Hilfsspektrums vorteilhaft, welches in die Multiplikation mit einbezogen wird.

Für die Multiplikation der Übertragungsfunktion $\dot{U}(f)$ mit der Fouriertransformierten $I(n \cdot f_G)$ wird für beide Spektren der gleiche Frequenzbereich gewählt. Ein Frequenzbereich bis etwa 22 kHz wird berücksichtigt. Es wird eine Frequenzauflösung verwendet, bei der keine störenden Frequenzverschiebungen aufgrund einer Diskretisierung auftreten, die die Resonanzen gut auflöst und die für beide Spektren identisch ist. Eine vorteilhafte Auflösung liegt im Bereich von 1 Hz.

Bei einer Veränderung der Repetitionszeit bleiben die Fourierkoeffizienten gleich groß, beziehen sich aber auf eine andere Grundfrequenz und treffen damit bei der Multiplikation auf andere Werte der Übertragungsfunktion. Üblicherweise haben die Fourierkoeffizienten niedrigerer Ordnung höhere Werte, so daß bei einer Verkürzung der Repetitionszeit eine Verschiebung der großen Fourierkoeffizienten zu größeren Werten in der Übertragungsfunktion hin folgt. Dies hat am wahrscheinlichsten einen größeren Lärm zur Folge. Eine massive Reduzierung des Lärms durch eine Verkürzung der Repetitionszeit ist dann möglich, wenn dadurch das Zusammentreffen von Resonanzfrequenzen der Übertragungsfunktion mit ganzzahligen Vielfachen des Kehrwerts der Repetitionszeit vermieden wird.

Weitere wichtige Größen einer Pulssequenz im Hinblick auf den Lärm sind damit neben der Gradientenstärke die Fourierkoeffizienten niedriger Ordnung in Verbindung mit der Repetitionszeit. Die Anstiegs- und Abfallraten beeinflussen den Lärm nicht direkt. Eine Änderung dieser Raten

kann sich auf die Repetitionszeit und die Fourierkoeffizienten auswirken und nimmt dann auf diesen Wegen Einfluß auf den Lärm.

Das vorausgehend beschriebene Verfahren wird für die Ermittlung von Schalldruckpegeln für Pulssequenzen verwendet und zur Bestimmung lärmoptimierter Pulssequenzen eingesetzt. Eine Berechnung von zeitlichen Lärmspitzen ist bei Berücksichtigung von komplexen Übertragungsfunktionen möglich.

Eine vereinfachte Methode zur Lärmvermeidung ist die Definition von verbotenen Frequenzbändern um die Resonanzfrequenzen der Übertragungsfunktionen herum, z. B. in einem Bereich von ± 20 Hz. Treffen Fourierkoeffizienten größer einem definierten Schwellenwert in diese Frequenzbänder, so wird dies angezeigt, eine automatische Veränderung der Repetitionszeit durchgeführt oder eine Empfehlung, diese Veränderung durchzuführen, angezeigt.

Fig. 2 zeigt beispielhaft ein Übersichtsbild eines Magnetresonanztomographiegeräts, wobei lediglich die für die Erfindung wichtigen Komponenten dargestellt sind. Eine Patientenliege 1, ein Grundfeldmagnet 2, ein Gradientensystem 3, ein Steuersystem 4 und eine Anzeigevorrichtung 5 sind als Grundbausteine gezeichnet. Das Steuersystem beinhaltet die Programme zur Pulssequenzsteuerung für das Gradientensystem und führt der Anzeigevorrichtung Daten zu. Ferner beinhaltet das Steuersystem eine Vorrichtung, die den Lärm, den eine Pulssequenz bei ihrer Ausführung verursacht, vor dem Start der Pulssequenz ermittelt und den ermittelten Lärm der Anzeigevorrichtung zur Meldung zu führt.

In einer vorteilhaften Ausgestaltung erkennt die besagte Vorrichtung, daß ein für eine Pulssequenz ermittelter Lärm einen in der Vorrichtung hinterlegten bestimmten Grenzwert überschreitet, führt den Sachverhalt der Überschreitung der Anzeigevorrichtung zu, ermittelt eine geänderte Pulssequenz, bei deren Ausführung der Grenzwert nicht überschritten wird und führt die geänderte Pulssequenz oder die ermittelte Änderung dem Steuersystem zur Ausführung zu. Dabei ist die Änderung der Repetitionszeit eine einfache Änderung der Pulssequenz. Eine genügend große Verlängerung der Repetitionszeit führt zur Lärmreduzierung, aber auch zur unerwünschten Verlängerung der Meßzeit. Mit einer Verkürzung der Repetitionszeit wird ebenfalls eine Lärmreduzierung erreicht, wenn das Zusammentreffen von Resonanzfrequenzen der Übertragungsfunktionen mit ganzzahligen Vielfachen des Kehrwerts der Repetitionszeit im Unterschied zur ursprünglichen Einstellung vermieden wird. Besagte Vorrichtung ermittelt daher beispielsweise mit einem iterativen Verfahren unter der Randbedingung möglichst unveränderter Abbildungseigenschaften und unter Berücksichtigung der technischen Leistungsgrenzen des Geräts die günstigste Repetitionszeit, für die der Lärm unterhalb des Grenzwerts bleibt.

Fig. 3 zeigt das Beispiel einer Anzeige auf einer Anzeigevorrichtung z. B. einem Monitor. Wie allgemein üblich, ist auf dem Monitor nicht nur ein Magnetresonanzbild B darstellbar, sondern es sind zusätzlich Benutzerinformationen einblendbar. Neben den üblichen Informationen ist auf dem Monitor eine analoge Skala S dargestellt, auf welcher der für eine voreingestellte Pulssequenz zu erwartende Lärm angezeigt wird. Der Typ einer Pulssequenz wird üblicherweise über ein Menü vorgewählt, wobei dann noch bestimmte Parameter der Pulssequenz vom Benutzer wählbar sind. Beispiele für solche Parameter einer Pulssequenz sind die Schichtorientierung, die Repetitionszeit TR, das Betrachtungsfeld FOV (Field of View) und die Auflösung RES. Die Schichtorientierung wird im allgemeinen graphisch eingestellt, während für die anderen vorgenannten Parameter

Standardvorgaben numerisch auf dem Monitor angezeigt werden. Diese Standardvorgaben können z. B. durch Tastatureingabe manuell überschrieben werden.

Wenn der Benutzer nun eine Pulssequenz ausgewählt und die gewünschten Parameter eingestellt hat, erhält er auf der Skala S noch vor dem Start der Pulssequenz eine Information über den zu erwartenden Lärm. Falls dem Benutzer dieser als zu hoch erscheint, hat er zwei Möglichkeiten: Er kann direkt auf die Parameter zugreifen und z. B. die Repetitionszeit verkürzen, ein kleineres Betrachtungsfeld wählen oder die Auflösung verringern. Dabei erhält er unmittelbar auf der Skala S eine Information, wie sich solche Modifikationen auf den Lärm auswirken. Der Benutzer kann aber auch z. B. durch Ziehen mit einem Cursor auf der Skala S den ihm zu hoch erscheinenden Lärmwert verringern, wobei dann das Steuersystem über einen geeigneten Algorithmus auf einen oder mehrere Parameter der Pulssequenz zugreift und diese so ändert, daß bei der Ausführung der geänderten Pulssequenz der vorgegebene Lärm nicht überschritten wird. In beiden Fällen werden die Abbildungseigenschaften verändert. Der Benutzer kann jedoch hier sachgerecht zwischen der Lärmbelastung eines Patienten, die individuell sehr unterschiedlich empfunden wird, und den Abbildungseigenschaften, die sich an den diagnostischen Umständen orientieren, abwägen.

Patentansprüche

1. Verfahren zum Betrieb eines Magnetresonanztomographiegeräts, das einen Grundfeldmagneten, ein Gradientensystem mit mehreren Gradientenspulen und ein Steuersystem, das aufgrund von Pulssequenzen unter anderem die Ströme in den Gradientenspulen steuert, beinhaltet, dadurch gekennzeichnet, daß der Lärm, den eine Pulssequenz bei ihrer Ausführung verursacht, vor dem Start der Pulssequenz ermittelt wird.
2. Verfahren nach Patentanspruch 1, wobei die Ermittlung des Lärms im Frequenzbereich durchgeführt wird, indem für jede Gradientenspule eine systeminhärente Übertragungsfunktion, die sich aus einem Gradientenspulenstrom als Eingangsgröße und dem Lärm als Ausgangsgröße ergibt, mit der Fouriertransformierten des entsprechenden Gradientenspulenstroms multipliziert wird, die Multiplikationsergebnisse über der Frequenz integriert werden und die Integrationsergebnisse aufsummiert werden.
3. Verfahren nach Patentanspruch 2, wobei der A-Schalldruckpegel einer Pulssequenz durch eine A-bewertete Integration der Multiplikationsergebnisse ermittelt wird.
4. Verfahren nach einem der Patentansprüche 1 bis 3, wobei ein ermittelter Lärm angezeigt wird.
5. Verfahren nach einem der Patentansprüche 1 bis 4, wobei im Falle eines ermittelten Lärms oberhalb eines bestimmten vorwählbaren Werts, die Pulssequenz geändert wird, so daß die geänderte Pulssequenz den bestimmten vorwählbaren Wert bei ihrer Ausführung nicht überschreitet.
6. Verfahren nach Patentanspruch 5, wobei die Repetitionszeit der Pulssequenz geändert wird.
7. Verfahren nach einem der Patentansprüche 2 bis 6, wobei eine Übertragungsfunktion durch Anregung einer Gradientenspule mit einem Strom, dessen Spektrum alle lärmrelevanten Frequenzen enthält, ermittelt wird.
8. Verfahren nach einem der Patentansprüche 2 bis 6, wobei eine Übertragungsfunktion durch Anregung einer Gradientenspule mit einem Frequenzdurchlauf von

sinusförmigen Strömen ermittelt wird.

9. Verfahren nach einem der Patentansprüche 2 bis 6, wobei die Fourieranalyse der Gradientenspulenströme mit dem Kehrwert der Repetitionszeit der Pulssequenz als Grundfrequenz der Fourieranalyse durchgeführt wird.

10. Magnetresonanztomographiegerät, das einen Grundfeldmagneten, ein Gradientensystem mit mehreren Gradientenspulen und ein Steuersystem, das aufgrund von Pulssequenzen unter anderem die Ströme in den Gradientenspulen steuert, beinhaltet, dadurch gekennzeichnet, daß eine Vorrichtung den Lärm, den eine Pulssequenz bei ihrer Ausführung verursacht, vor dem Start der Pulssequenz ermittelt und eine Anzeigevorrichtung den ermittelten Lärm anzeigt.

11. Magnetresonanztomographiegerät nach Patentanspruch 10, wobei eine Anzeigevorrichtung den ermittelten Lärm zusammen mit einem Magnetresonanzbild und den üblichen Parametern anzeigt.

12. Magnetresonanztomographiegerät nach einem der Patentansprüche 10 bis 11, wobei eine Vorrichtung im Falle einer Veränderung des angezeigten Lärms die lärmrelevanten Parameter der voreingestellten Pulssequenz derart ändert, daß bei Ausführung der Pulssequenz mit den geänderten Parametern der veränderte Anzeigewert des Lärms nicht überschritten wird.

13. Magnetresonanztomographiegerät nach einem der Patentansprüche 10 bis 11, wobei eine Vorrichtung den ermittelten Lärm einer Pulssequenz dahingehend prüft, ob ein bestimmter vorwählbarer Wert überschritten wird, im Falle des Überschreitens eine Änderung der Pulssequenz ermittelt, so daß die geänderte Pulssequenz den bestimmten vorwählbaren Wert bei ihrer Ausführung nicht überschreitet, und die geänderte Pulssequenz zur Ausführung bringt.

14. Magnetresonanztomographiegerät nach einem der Patentansprüche 12 bis 13, wobei die besagte Vorrichtung eine Änderung der Repetitionszeit der Pulssequenz ermittelt.

15. Verfahren zur Auslegung eines Magnetresonanztomographiegeräts, dadurch gekennzeichnet, daß eine Übertragungsfunktion, die sich aus einem Gradientenspulenstrom als Eingangsgröße und dem Lärm als Ausgangsgröße ergibt, in Abhängigkeit von der Geometrie, den Materialparametern und der mechanischen Ausführung des Geräts berechnet wird.

Hierzu 2 Seite(n) Zeichnungen

- Leerseite -

Überblick über die Lärmestehung MR

Lärm entsteht durch Stromfluß in den Leitern der Gradientenspule im Grundmagnetfeld.
 $I(r,t)$: Separierung in $I(r)$ und $I(t)$ möglich, da die Strompfade zeitlich konstant sind.

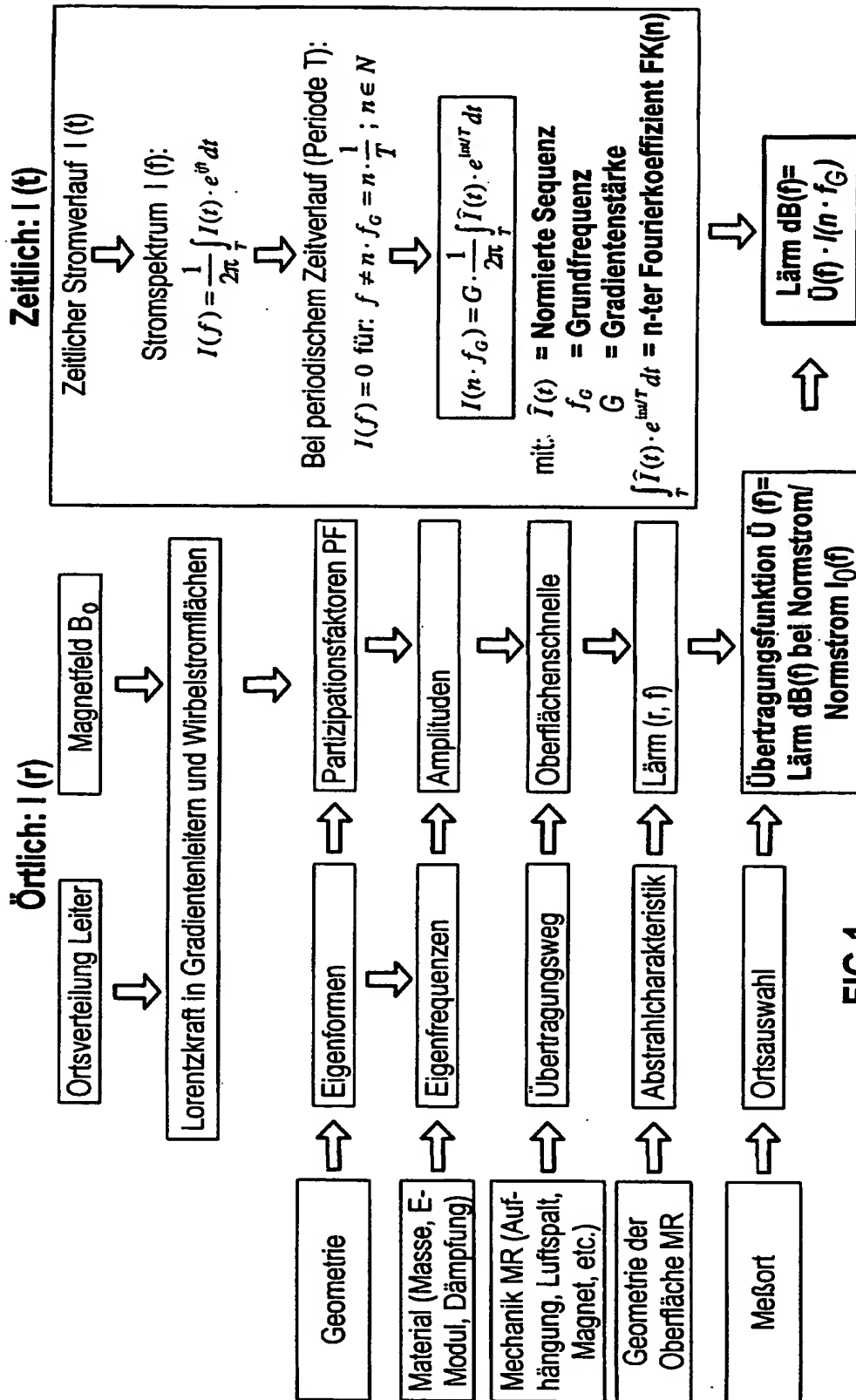


FIG 1

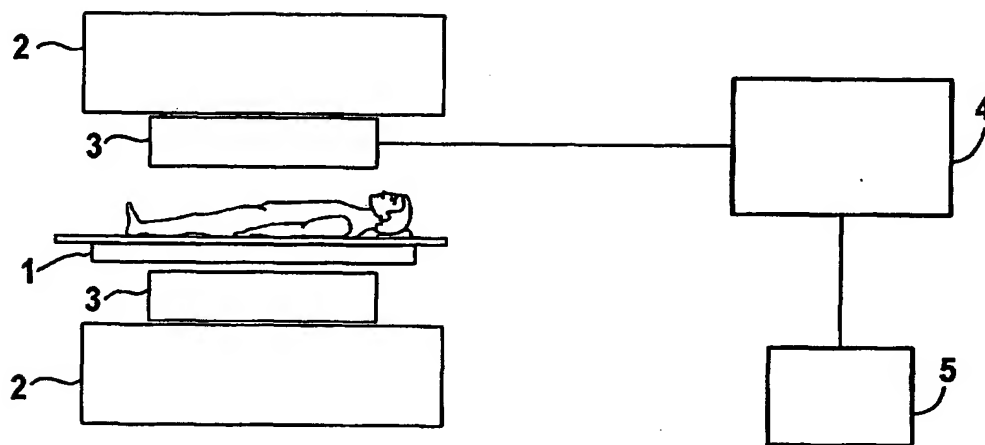


FIG 2

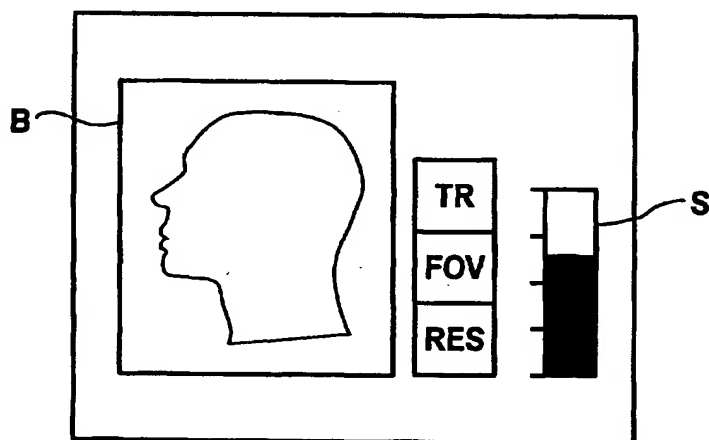
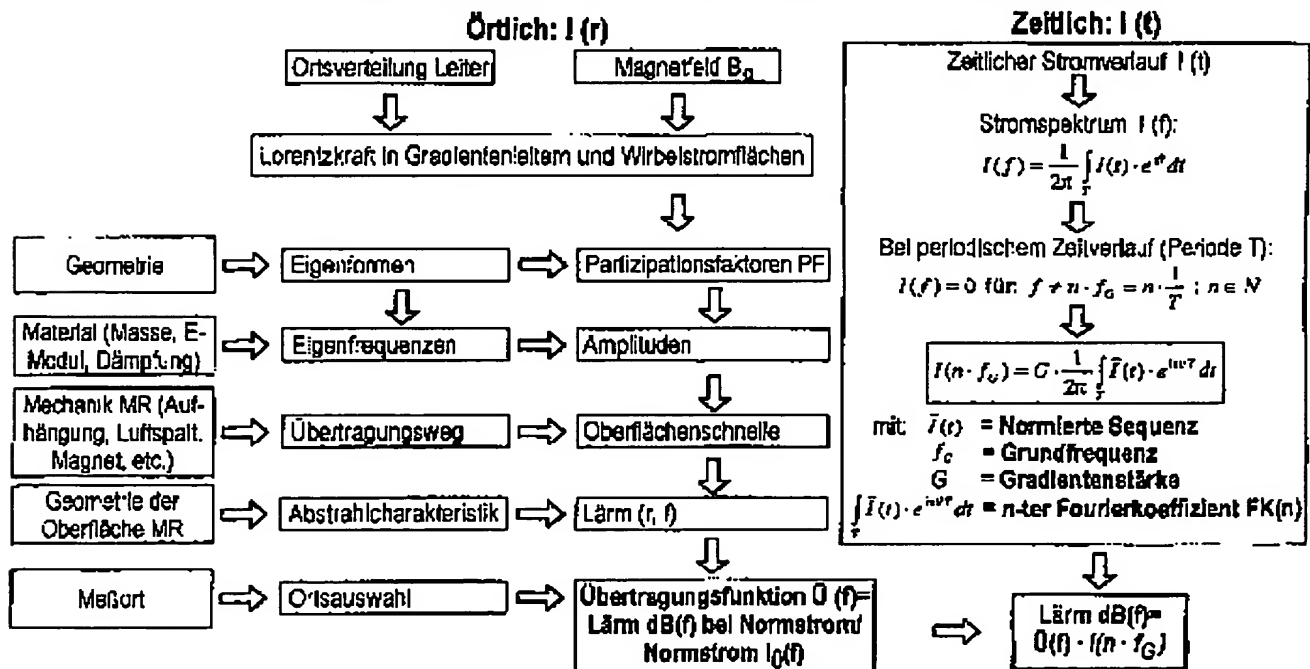


FIG 3

AN: PAT 2000-491804
 TI: MRI device operating method involves calculating noise level for given pulse sequence before use of latter for preventing operation with too high noise level
 PN: DE19903627-A1
 PD: 03.08.2000
 AB: The operating method for a magnetic resonance tomography device determines the noise resulting from a specific pulse sequence before the latter is employed, with the calculated noise level indicated via a display. The pulse sequence is adjusted to a lower value when the indicated noise level is too high, e.g. by altering the pulse repetition time, to ensure that the noise level is acceptable to the patient.; USE - Operating method is used for MRI device for medical diagnosis. ADVANTAGE - Operating method ensures that magnetic resonance tomography device is operated at acceptable noise level for patient.
 PA: (SIEI) SIEMENS AG;
 IN: DIETZ P;
 FA: DE19903627-A1 03.08.2000; US6407548-B1 18.06.2002;
 CO: DE; US;
 IC: G01R-033/28; G01R-033/385; G01V-003/00;
 MC: S01-E01; S01-E02A; S01-E02A2; S03-E07A; S05-D02B2; T01-J10C4B;
 DC: S01; S03; S05; T01;
 FN: 2000491804.gif
 PR: DE1003627 29.01.1999;
 FP: 03.08.2000
 UP: 11.07.2002

Überblick über die Lärmestehung MR

Lärm entsteht durch Stromfluß in den Leitern der Gradientenspule im Grundmagnetfeld.
 (r, t) : Separierung in $I(r)$ und $I(t)$ möglich, da die Strompulse zeitlich konstant sind.



THIS PAGE BLANK (USPTO)